

JP,A 2001-212253

[0014] By using those units of irradiation equipment, three-dimensional irradiation is performed as follows.

[0015] A spot position ( $X_i$ ,  $Y_i$ ,  $Z$ ) and a dose ( $D_i$ ) are written in an irradiation pattern table held in the control computer 8. Spot irradiation is performed in accordance with the irradiation pattern table.

[0016] The incident energy of the particle beam and the thickness of the acrylic plate in the range shifter 7 are selected depending on the position ( $Z_i$ ) of the deepest slice.

[0017] Then, the position ( $X_i$ ,  $Y_i$ ) [ $i = 1$  to  $n$ ] is selected for the deepest slice, and the particle beam is irradiated to each position ( $X_i$ ,  $Y_i$ ) by using the scanning magnets 3a, 3b. The particle beam having single energy at the scanning magnets 3a, 3b is spread in its energy distribution by the ridge filter 6 such that the range distribution in the body corresponds to the slice width. The dose at the position ( $X_i$ ,  $Y_i$ ) in the deepest slice is monitored by the dose monitor 4, and the beam irradiation is stopped when a predetermined dose ( $D_i$ ) is detected. Then, the irradiation position is changed to the next position ( $X_{i+1}$ ,  $Y_{i+1}$ ) on the same slice by using the scanning magnets 3a, 3b.

[0018] When the irradiation for all points in the deepest slice is completed, the acrylic plate thickness in the range

shifter 7 is changed and irradiation for the next slice ( $Z_{i+1}$ ) is started. By repeating the above steps in sequence for each slice, three-dimensional irradiation is performed.

[0019] In the three-dimensional irradiation described above, an irradiation pattern is decided depending on the shape of a diseased part and the irradiation direction. Preparation of the irradiation pattern is called treatment planning and is executed through the steps of identifying the diseased part by, e.g., an X-ray CT method and deciding the pattern using treatment planning software. With the treatment planning, the three-dimensional irradiation position ( $X_i$ ,  $Y_i$ ,  $Z_i$ ) and the dose ( $D_i$ ) for each spot are prepared in the form of a table beforehand and stored in the control computer 8.

[0020] In the control computer 8, of the three-dimensional irradiation position, the position ( $X_i$ ,  $Y_i$ ) in the direction perpendicular to the beam axis is converted to a magnet current value, and the position  $Z_i$  in the direction of the beam axis, i.e., the range in the body, is converted to a range shifter thickness for controlling the various units of irradiation equipment.

[0021] By performing the three-dimensional irradiation to the diseased part in the body in such a method, the beam can be irradiated in match with the shape and size of the diseased part at higher accuracy than the known two-dimensional irradiation.

[0022] However, the three-dimensional irradiation, such as the three-dimensional spot scanning method, has problems given below.

Because the irradiation beam is scattered by the range shifter used for control of the position  $Z_i$  in the direction of the beam axis, the beam diameter at the spot position in the diseased part is changed depending on the thickness of the range shifter. For example, when the beam is irradiated to a deep position of the diseased part, a thinner range shifter is used, whereby an influence of scattering is small and spreading of the beam diameter is also small. On the other hand, when the beam is irradiated to a shallow position of the diseased part, a thicker range shifter is used and therefore spreading of the beam diameter is increased.

[0023] However, the current treatment planning software is designed, for the sake of simplicity, so as to prepare the irradiation pattern on an assumption that the beam diameter is the same. Accordingly, when the beam is irradiated in accordance with the irradiation pattern prepared by the treatment planning, the irradiation cannot be performed with uniformity as per planned. Also, it is very difficult to design treatment planning software in consideration of the change in the beam diameter because of complicated algorithm.

[0024] In order to form a three-dimensional uniform dose

distribution, the beam diameter for each spot is desirably the same as mentioned above. However, if the beam diameter is smaller than the interval between adjacent spots in a plane perpendicular to the beam axis, the dose distribution in the plane becomes uneven and a uniform distribution cannot be obtained.

[0025] To avoid the unevenness in the dose distribution, a spot beam having a certain beam diameter depending on the spot interval is irradiated as shown in Fig. 12. However, irradiating the spot beam having a large beam diameter is problematic in that the dose distribution loses sharpness at the boundary of an irradiation area and the tissues in a body region not requiring the irradiation are also exposed to the beam, thus resulting in damage of normal tissues.

[0052] Fig. 1 is a schematic view showing a three-dimensional irradiation apparatus for three-dimensional spot scanning according to a first embodiment of the present invention with its core disposed in a treatment room. In the following description, the same components as those in Fig. 11 showing the related art are denoted by the same numerals.

[0053] In Fig. 1, numeral 1 denotes a treatment couch, and 10 denotes a three-dimensional irradiation apparatus. The three-dimensional irradiation apparatus 10 comprises

scanning magnets 3a, 3b, a dose monitor 4, a position monitor 5, a ridge filter 6, a range shifter 7, a control computer 8, and a scatterer device 9.

[0061] It is here assumed that a spot position ( $X_i, Y_i, Z_i$ ) and a dose ( $D_i$ ) are written in an irradiation pattern table sent to the control computer 8 from a treatment planning computer (not shown). Spot irradiation is performed in accordance with the irradiation pattern table as follows.

[0062] First, the incident energy of the particle beam and the thickness of the acrylic plate in the range shifter 7 are selected depending on the position ( $Z_i$ ) of the deepest slice. In this step, film setting in the scatterer device 9 is also performed at the same time. Then, the position ( $X_i, Y_i$ ) [ $i = 1$  to  $n$ ] is selected for the deepest slice, and the particle beam is irradiated to each position ( $X_i, Y_i$ ) by using the scanning magnets 3a, 3b. The particle beam having single energy is spread in its energy distribution by the ridge filter 6 such that the range distribution in the body corresponds to the slice width.

[0063] The dose at the position ( $X_i, Y_i$ ) in the deepest slice is monitored by the dose monitor 4, and the beam irradiation is stopped, when a predetermined dose ( $D_i$ ) is detected. Then, the irradiation position is changed to the next position ( $X_{i+1}, Y_{i+1}$ ) on the same slice by using the

scanning magnets 3a, 3b. When the irradiation for all points in the deepest slice is completed, the acrylic plate thickness in the range shifter 7 and the film setting of the scatterer are changed and irradiation for the next slice ( $Z_{i+1}$ ) is started. By repeating the above steps in sequence for each slice, three-dimensional irradiation is performed.

[0064] In the three-dimensional irradiation described above, the correspondence between the slice position ( $Z_i$ ) and the film setting of the scatterer is decided beforehand based on preparatory experiments or simulation so that the same beam diameter is obtained at any slice position ( $Z_i$ ).

[0065] It is therefore possible to remove an influence of scattering caused by the range shifter 7 and an influence of scattering occurred in the body. Consequently, even when the irradiation plan is employed which includes the irradiation pattern prepared on an assumption of the beam diameter being the same, the irradiation can be performed with uniformity as per planned. In other words, treatment can be performed such that cancer cells are effectively annihilated and damage of normal cells is reduced.

[0135] Fig. 8 is a schematic view showing a three-dimensional irradiation apparatus for three-dimensional spot scanning according to a seventh embodiment of the present invention, which is disposed in a treatment room. In the

following description, the same components as those in Fig. 11 showing the related art are denoted by the same numerals.

[0136] In Fig. 8, numeral 1 denotes a treatment couch, and 18 denotes a three-dimensional irradiation apparatus. The three-dimensional irradiation apparatus 18 comprises scanning magnets 3a, 3b, a dose monitor 4, a position monitor 5, a ridge filter 6, a range shifter 7, a control computer 8, and scatterer devices 19, 20 and 21.

[0137] The scatterer device 19 is constructed using a metallic film or an organic film, and here it comprises a plurality of organic films differing in thickness from one another. The scatterer devices 20 and 21 are each also constructed similarly to the scatterer device 19.

[0138] This embodiment utilizes the fact that the scattering effect varies depending on not only the material and thickness of the film used in the scatterer device, but also the distance from the diseased part. In spite of the scatterer devices having the same construction, the beam diameter is enlarged at a larger rate by the scatterer device 19 disposed at a position farther distant from the diseased part.

[0139] Thus, by preparing several scatterer devices and arranging them at different positions, it is possible to increase a range where the beam diameter can be enlarged.

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号  
特開2001-212253  
(P2001-212253A)

(43) 公開日 平成13年8月7日 (2001.8.7)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>  
A 6 1 N 5/10

識別記号

F I  
A 6 1 N 5/10

テーマコード\* (参考)  
H 4 C 0 8 2

審査請求 未請求 請求項の数16 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2000-26564(P2000-26564)

(22) 出願日 平成12年2月3日 (2000.2.3)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72) 発明者 井関 康

神奈川県横浜市鶴見区末広町2丁目4番地

株式会社東芝京浜事業所内

(72) 発明者 祐延 悟

神奈川県横浜市鶴見区末広町2丁目4番地

株式会社東芝京浜事業所内

(74) 代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦 (外6名)

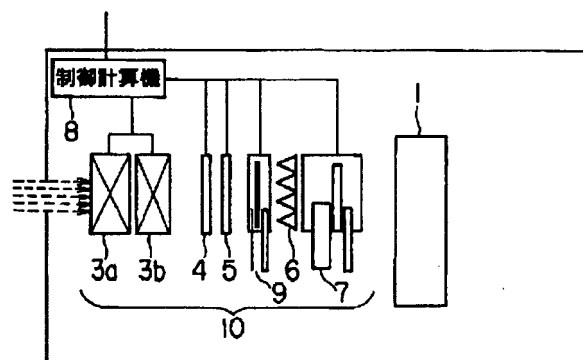
Fターム(参考) 4C082 AC04 AE01 AG02 AG12 AG27  
AG42 AJ02 AL06 AN02 AP02  
AP03 AP11 AR12

(54) 【発明の名称】 粒子線照射方法及び粒子線照射装置

(57) 【要約】

【課題】 3次元照射領域にわたって均一で精度良く照射を簡単に行うことを可能にすることにある。

【解決手段】 粒子線スポットビームのエネルギーを複数に切替えるレンジシフタ7と、前記粒子線の照射位置を切替えるスキャニング磁石3a、3bとを備えて、前記粒子線スポットビームのエネルギーと位置を制御して被照射部位に照射を行う粒子線照射装置において、スポットビーム径を複数に切替え可能な散乱体装置9を設ける。





**【特許請求の範囲】**

【請求項1】 粒子線スポットビームのエネルギーと位置を制御して被照射部位に照射を行う粒子線照射方法において、スポットビーム径を複数に切替え可能なビーム径調整手段によりビーム径を制御して照射を行うことを特徴とする粒子線照射方法。

【請求項2】 粒子線スポットビームのエネルギーと位置を順次制御して被照射部位の形状並びに大きさに合致するように3次元照射を行う粒子線照射方法において、スポットビーム径を複数に切替え可能なビーム径調整手段によりビーム径を制御して照射を行うことを特徴とする粒子線照射方法。

【請求項3】 粒子線スポットビームのエネルギーと位置を順次制御して被照射部位の形状並びに大きさに合致するように3次元照射を行う粒子線照射方法において、前記エネルギー又は3次元照射位置のうちのビーム軸方向位置或いはエネルギー切替え機構の状態をパラメータの一つとして、スポットビーム径を複数に切替え可能なビーム径調整手段により制御して照射を行うことを特徴とする粒子線照射方法。

【請求項4】 粒子線スポットビームのエネルギーと位置を順次制御して被照射部位の形状並びに大きさに合致するように3次元照射を行う粒子線照射方法において、照射領域を複数のグループに分け、スポットビーム径を複数に切替え可能なビーム径調整手段により、各グループに対応させてビーム径を制御して照射を行うことを特徴とする粒子線照射方法。

【請求項5】 前記グループとして、照射領域境界近傍にあるスポット位置をグループの一つとして設定し、前記境界近傍スポットを照射するスポットビームの径を照射領域中央部位置のスポットと比較して小さくなるように制御して照射を行うことを特徴とする請求項4記載の粒子線照射方法。

【請求項6】 粒子線スポットビームのエネルギーと位置を順次制御して被照射部位の形状並びに大きさに合致するように3次元照射を行う粒子線照射方法において、照射領域を複数のグループに分け、同一グループ内にあるスポットから順次照射を行うことを特徴とする粒子線照射方法。

【請求項7】 粒子線スポットビームのエネルギーと位置を順次制御して被照射部位の形状並びに大きさに合致するように3次元照射を行う粒子線照射方法において、照射領域を複数のグループに分け、グループ毎にスポットビーム径を複数に切替え可能なビーム径調整手段によりビーム径を制御して、同一グループ内にあるスポットから順次照射を行うことを特徴とする粒子線照射方法。

【請求項8】 前記ビーム径調整手段は、1つ以上の散乱体をビーム軸上に出し入れすることによりビーム径を制御することを特徴とする請求項1乃至4、請求項7のいずれかに記載の粒子線照射方法。

【請求項9】 前記ビーム径調整手段は、収束電磁石によりビーム径を制御することを特徴とする請求項1乃至4、請求項7のいずれかに記載の粒子線照射方法。

【請求項10】 粒子線スポットビームのエネルギーを複数に切替える機構と、前記粒子線の照射位置を切替える機構とを備えて、前記粒子線スポットビームのエネルギーと位置を制御して被照射部位に照射を行う粒子線照射装置において、スポットビーム径を複数に切替え可能なビーム径調整機構を設けたことを特徴とする粒子線照射装置。

【請求項11】 粒子線スポットビームのエネルギーを複数に切替える機構と、前記粒子線の照射位置を切替える機構と、前記粒子線スポットビームのエネルギーと前記照射位置を被照射部位の形状並びに大きさに合致するように順次制御する制御計算機とを備えた3次元粒子線照射装置において、スポットビーム径を複数に切替える可能なビーム径調整機構と、3次元照射位置又は前記エネルギーの値、或いは前記エネルギー切替え機構の状態をパラメータの一つとして前記ビーム径調整機構の制御を行う機構とを設けたことを特徴とする粒子線照射装置。

【請求項12】 粒子線スポットビームのエネルギーを複数に切替える機構と、前記粒子線の照射位置を切替える機構と、前記粒子線スポットビームのエネルギーと前記照射位置を被照射部位の形状並びに大きさに合致するように順次制御する制御計算機とを備えた3次元粒子線照射装置において、スポットビーム径を複数に切替え可能なビーム径調整機構と、3次元照射位置とスポットビーム径をパラメータとして前記エネルギー切替え機構と照射位置切替え機構と、スポットビーム径調整機構を制御する制御機構とを設けたことを特徴とする粒子線照射装置。

【請求項13】 前記ビーム径調整機構は、複数枚からなる散乱体機器で構成されたことを特徴とする請求項10乃至12のいずれかに記載の粒子線照射装置。

【請求項14】 前記ビーム径調整機構は、収束電磁石で構成されたことを特徴とする請求項10乃至12のいずれかに記載の粒子線照射装置。

【請求項15】 粒子線スポットビームのエネルギーを切替える機構として、レンジシフタを用いたことを特徴とする請求項10乃至12のいずれかに記載の粒子線照射装置。

【請求項16】 レンジシフタは、1つ以上の板から構成され、且つ前記板に該板の材質あるいは板厚に対応させた厚さを有する前記板と異なる材質の板あるいは膜が取付けられたものである請求項15記載の粒子線照射装置。

**【発明の詳細な説明】**

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、粒子加速器から出

射される粒子線の照射装置および照射方法において、特に粒子線治療装置に用いられる粒子線3次元照射装置および3次元照射方法に関する。

#### 【0002】

【従来の技術】近年、日本における死亡原因の約3分の1を占めるがんの治療方法として、陽子や重粒子を用いた粒子線治療法が注目されている。この方法は、加速器から出射された陽子ビーム、あるいは重粒子ビームをがん細胞に照射することで、正常細胞にほとんど影響を与えることなく、がん細胞のみを死滅させることができる。

【0003】現在主として使用されている粒子線治療の照射方法は、ワブラ法や二重散乱体法などと呼ばれる2次元照射方法であるが、粒子線治療のさらに進んだ治療法として、スポットビームの照射位置を3次元的に走査することにより、より高精度にがん細胞の狙い撃ちを行う方法が提案され、一部実用化されている。

【0004】この3次元照射法として代表的なものが、3次元スポットスキニング法や3次元ラスタ法と呼ばれるものである。一般にスポットスキニング法は、照射スポットを明確に区切り、照射停止中に照射位置の走査を行うものであり、またラスタ法は、照射スポットの区切りが明確でないという違いがある。

【0005】これらの3次元照射方法によれば、照射領域を精度よく患部に合わせることが可能になり、従来の2次元照射方法と比較して正常患部への被爆を抑制することができる。

【0006】以下、3次元スポットスキニング法によりがん治療を行うための3次元照射装置について図面を用いて説明する。

【0007】図11は、治療室に配置された3次元スポットスキニング用の3次元照射装置の概略構成図である。図11において、1は治療ベッドであり、2は3次元照射装置である。この3次元照射装置2は、スキニング磁石3a、3b、線量モニタ4、位置モニタ5、リッジフィルタ6、レンジシフタ7、制御計算機8から構成されている。

【0008】次に、図11で示した3次元照射装置の各機器の構成と機能を説明する。

【0009】スキニング磁石3a、3bは、スキニング磁石に入射したスポットビームを体内患部内のビーム軸に対して垂直面上の点(X、Y)に走査する。

【0010】レンジシフタ7は、体内患部内のビーム軸方向の位置(Z)を制御する。このレンジシフタ7は、厚さの異なる複数のアクリル板から構成されており、これらアクリル板を適宜組合せることによりレンジシフタを通過するビームエネルギー、すなわち体内レンジを段階的に変化させることができる。レンジシフタ7における体内レンジの制御は、一般的には一定間隔距離をもって切替えられる。

【0011】単エネルギー粒子線ビームの体内深さ方向の線量分布は、体内レンジ近傍に非常にシャープなピーク（以下、ブラッグピークと呼ぶ）分布を持つため、リッジフィルタ6を用いて、レンジシフタによって切替えられる体内レンジの間隔距離に対応するように単エネルギーの粒子線ビームの体内レンジを拡大する。

【0012】線量モニタ4は、体内に照射する線量を測定するためのものであり、位置モニタ5は、スキニング磁石3a、3bにより走査されたビーム位置が正しい位置にあるかどうかを識別するためのものである。

【0013】制御計算機8は、これら各機器の設定を制御するものである。

【0014】これらの各照射機器を用いて、以下の方法により3次元照射が行われる。

【0015】制御計算機8に保持された照射パターンテーブルには、スポット位置(Xi、Yi、Z)、照射線量(Di)が蓄積されている。この照射パターンテーブルに基づきスポット照射が行われる。

【0016】最深スライスの位置(Zi)に応じて粒子線ビームの入射エネルギーとレンジシフタ7におけるアクリル板厚が選ばれる。

【0017】次に、最深スライスに対して、位置(Xi、Yi) [i=1~n]が選ばれ、スキニング磁石3a、3bによりこれらの位置(Xi、Yi)に照射される。スキニング磁石3a、3bにおいて単エネルギーであった粒子線ビームは、リッジフィルタ6によって、体内レンジ分布がスライス幅に対応するようエネルギー分布が拡大されている。このスライス上の位置(Xi、Yi)の照射線量は線量モニタ4により監視され、予定線量(Di)の照射を検出するとビームが停止され、スキニング磁石3a、3bによって照射位置が同じスライス上の次の位置(Xi+1、Yi+1)に変更される。

【0018】このスライス内の点の照射がすべて終了すると、レンジシフタ7におけるアクリル厚が変更され、次のスライス(Zi+1)の照射が行われる。これをスライス毎に順次繰り返すことで3次元的に照射を行う。

【0019】上述したように3次元照射において、照射パターンは患部形状および照射方向に応じて決められる。照射パターンの形成は治療計画と呼ばれ、たとえばX線CT撮影などの方法により患部を同定し、治療計画ソフトウェアを用いて執り行われる。この治療計画により各スポットにおける3次元照射位置(Xi、Yi、Zi)と照射線量(Di)があらかじめテーブル化され、制御計算機8に取り込まれる。

【0020】制御計算機8では、3次元照射位置のうち、ビーム軸垂直方向位置(Xi、Yi)は磁石の電流値に、ビーム軸方向位置Zi、すなわち体内飛程はレンジシフタ厚に変換されて、各照射機器の制御を行う。

【0021】以上のように体内患部に対して3次元的に照射を行うことにより、従来の2次元照射方法と比較

して、精度よく患部の形状並びに大きさに合致させて照射を行うことが可能になる。

【0022】ところが、3次元スポットスキニング法のような3次元照射方法では、以下のような問題があった。

照射ビームは、ビーム軸方向位置 $Z$ 制御のためのレンジシフトにより散乱されるため、患部内のスポット位置におけるビーム径がレンジシフトの厚さに依存して変化してしまう。たとえば、患部の深部に照射する場合は、薄いレンジシフトを使用するために散乱の影響が小さくビーム径の広がりも小さいのに対して、患部の浅部に照射する場合は、厚いレンジシフトを使用するためビーム径の広がりが大きくなってしまう。

【0023】しかし、現状の治療計画ソフトウェアは、簡単化のため、ビーム径は同一のものとして照射パターンを作成するように作られている。したがって、治療計画により形成された照射パターンにしたがって照射を行うと、計画したような一様性のある照射ができないという問題がある。また、ビーム径の変化を取り込んだ治療計画ソフトウェアの製作は、アルゴリズムが複雑なため、非常に困難である。

【0024】一方、前述したように3次元的に一様な照射線量分布を形成するためには、各スポットにおけるビーム径は同一であることが望ましいが、ビーム軸に垂直な面におけるスポット同士の間隔よりビーム径が小さくなると、この面内の照射線量分布には凹凸が生じ、もはや均一な分布とはならない。

【0025】この凹凸を避けるために、図12に示すようにスポット間隔に応じて、ある程度のビーム径を持つスポットビームを照射することが行われる。しかしながら、ビーム径の大きいスポットビームを照射すると、照射領域境界における線量分布の切れが悪くなり、本来照射する必要のない領域の組織まで被爆させ、正常組織にダメージを与えてしまうことになる。

【0026】

【発明が解決しようとする課題】このように従来の3次元照射方法では、レンジシフトによる散乱のため、患部内のスポット位置におけるビーム径がレンジシフトの厚さに依存して変化してしまい、計画したような一様性のある照射ができないという問題があった。

【0027】さらに、ビーム径の大きいスポットビームを照射するために、照射領域境界における線量分布の切れが悪くなり、本来照射する必要のない領域の組織まで被爆させ、正常組織にダメージを与えてしまうという問題があった。

【0028】本発明は上記のような問題点を解消するためなされたもので、患部内のスポット位置ごとにビーム径が調整できて照射領域にわたって一様化され、かつ、照射領域境界における線量の切れを良好にできる3次元照射方法及び照射装置を提供することを目的とする。

【0029】

【課題を解決するための手段】本発明は上記の目的を達成するため、次のような手段により粒子線照射方法及び粒子線照射装置を構成する。

【0030】請求項1に対応する発明は、粒子線スポットビームのエネルギーと位置を制御して被照射部位に照射を行う粒子線照射方法において、スポットビーム径を複数に切替え可能なビーム径調整手段によりビーム径を制御して照射を行う。

【0031】請求項2に対応する発明は、粒子線スポットビームのエネルギーと位置を順次制御して被照射部位の形状並びに大きさに合致するように3次元照射を行う粒子線照射方法において、スポットビーム径を複数に切替え可能なビーム径調整手段によりビーム径を制御して照射を行う。

【0032】請求項3に対応する発明は、粒子線スポットビームのエネルギーと位置を順次制御して被照射部位の形状並びに大きさに合致するように3次元照射を行う粒子線照射方法において、前記エネルギー又は3次元照射位置のうちのビーム軸方向位置或いはエネルギー切替え機構の状態をパラメータの一つとして、スポットビーム径を複数に切替え可能なビーム径調整手段により制御して照射を行う。

【0033】請求項4に対応する発明は、粒子線スポットビームのエネルギーと位置を順次制御して被照射部位の形状並びに大きさに合致するように3次元照射を行う粒子線照射方法において、照射領域を複数のグループに分け、スポットビーム径を複数に切替え可能なビーム径調整手段により、各グループに対応させてビーム径を制御して照射を行う。

【0034】請求項5に対応する発明は、請求項4に対応する発明の粒子線照射方法において、前記グループとして、照射領域境界近傍にあるスポット位置をグループの一つとして設定し、前記境界近傍スポットを照射するスポットビームの径を照射領域中央部位置のスポットと比較して小さくなるように制御して照射を行う。

【0035】請求項6に対応する発明は、粒子線スポットビームのエネルギーと位置を順次制御して被照射部位の形状並びに大きさに合致するように3次元照射を行う粒子線照射方法において、照射領域を複数のグループに分け、同一グループ内にあるスポットから順次照射を行う。

【0036】請求項7に対応する発明は、粒子線スポットビームのエネルギーと位置を順次制御して被照射部位の形状並びに大きさに合致するように3次元照射を行う粒子線照射方法において、照射領域を複数のグループに分け、グループ毎にスポットビーム径を複数に切替え可能なビーム径調整手段によりビーム径を制御して、同一グループ内にあるスポットから順次照射を行う。

【0037】請求項8に対応する発明は、請求項1乃至

4、請求項7のいずれかに対応する発明の粒子線照射方法において、前記ビーム径調整手段は、1つ以上の散乱体をビーム軸上に出し入れすることによりビーム径を制御する。

【0038】請求項9に対応する発明は、請求項1乃至4、請求項7のいずれかに対応する発明の粒子線照射方法において、前記ビーム径調整手段は、収束電磁石によりビーム径を制御する。

【0039】請求項10に対応する発明は、粒子線スポットビームのエネルギーを複数に切替える機構と、前記粒子線の照射位置を切替える機構とを備えて、前記粒子線スポットビームのエネルギーと位置を制御して被照射部位に照射を行う粒子線照射装置において、スポットビーム径を複数に切替え可能なビーム径調整機構を設ける。

【0040】請求項11に対応する発明は、粒子線スポットビームのエネルギーを複数に切替える機構と、前記粒子線の照射位置を切替える機構と、前記粒子線スポットビームのエネルギーと前記照射位置を被照射部位の形状並びに大きさに合致するように順次制御する制御計算機とを備えた3次元粒子線照射装置において、スポットビーム径を複数に切替える可能なビーム径調整機構と、3次元照射位置又は前記エネルギーの値、或いは前記エネルギー切替え機構の状態をパラメータの一つとして前記ビーム径調整機構の制御を行う機構とを設ける。

【0041】請求項12に対応する発明は、粒子線スポットビームのエネルギーを複数に切替える機構と、前記粒子線の照射位置を切替える機構と、前記粒子線スポットビームのエネルギーと前記照射位置を被照射部位の形状並びに大きさに合致するように順次制御する制御計算機とを備えた3次元粒子線照射装置において、スポットビーム径を複数に切替え可能なビーム径調整機構と、3次元照射位置とスポットビーム径をパラメータとして前記エネルギー切替え機構と照射位置切替え機構と、スポットビーム径調整機構を制御する制御機構とを設ける。

【0042】請求項13に対応する発明は、請求項10乃至12のいずれかに対応する発明の粒子線照射装置において、前記ビーム径調整機構は、複数枚からなる散乱体機器で構成される。

【0043】請求項14に対応する発明は、請求項10乃至12のいずれかに記載の粒子線照射装置において、前記ビーム径調整機構は、収束電磁石で構成される。

【0044】請求項15に対応する発明は、請求項10乃至12のいずれかに対応する発明の粒子線照射装置において、粒子線スポットビームのエネルギーを切替える機構として、レンジシフタを用いる。

【0045】請求項16に対応する発明は、請求項15に対応する発明の粒子線照射装置において、レンジシフタは、1つ以上の板から構成され、且つ前記板に該板の材質あるいは板厚に対応させた厚さを有する前記板と異

なる材質の板あるいは膜が取付けられたものである。

【0046】従って、上記のような発明によれば、ビーム径調整機構により、レンジシフタや体内における粒子線ビーム散乱の影響を除外し、3次元的な照射位置によらない同一なビーム径を簡単に得ることが可能になる。

【0047】ここで、ビーム径調整機構の制御は、レンジシフタ厚か、レンジシフタ厚を与えるビーム軸方向照射位置あるいはエネルギー値をパラメータとして演算され、とり行われる。

【0048】したがって、3次元照射領域にわたって均一で精度よい照射が、簡単に行うことが可能になる。

【0049】また、3次元照射テーブルのパラメータとして、照射線量、3次元照射位置の他に、スポット径を含んでおり、照射スポットごとにスポット径を変更して照射することが可能になる。このため、たとえば、境界近傍のスポット位置のビーム径を中央部のスポット位置に比べて小さくすることができる。

【0050】よって、照射領域にわたって照射線量が均一、かつ、照射領域境界での照射線量の切れがよい照射が可能になり、正常組織への被爆を低減することができる。

【0051】

【発明の実施の形態】以下本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。

【0052】図1は本発明の第1の実施の形態としてゴアを治療室に配置された3次元スポットスキャンニング法用の3次元照射装置を示す概略構成図で、従来例で示した図11と同一部品には同一符号を付して説明する。

【0053】図1において、1が治療ベッドであり、10が3次元照射装置である。3次元照射装置10は、スキャンニング磁石3a、3b、線量モニタ4、位置モニタ5、リッジフィルタ6、レンジシフタ7、制御計算機8及び散乱体装置9から構成されている。

【0054】次に、図1で示した3次元照射装置の各機器の構成と機能を説明する。

【0055】上記スキャンニング磁石3a、3bは、スキャンニング磁石に入射したスポットビームを体内患部内のビーム軸に対して垂直面上の点(X、Y)に走査する。ここで、スキャンニング磁石3aおよび3bは、それぞれビームをX方向に走査するX方向スキャンニング磁石およびY方向に走査するY方向スキャンニング磁石である。

【0056】上記レンジシフタ7は、体内患部内のビーム軸方向の位置(Z)を制御するものである。このレンジシフタ7は、厚さの異なる複数枚の亚克力板から構成されており、これら亚克力板の組合せによりレンジシフタを通過するビームエネルギー、すなわち体内レンジを段階的に変化させるものである。

【0057】上記リッジフィルタ6は、レンジシフタ7によって切替えられる体内レンジの間隔に対応するように単エネルギーの粒子線ビームの体内レンジを拡大する

ものである。

【0058】上記散乱体装置9は、金、鉛、アルミニウム等の金属膜、あるいはポリイミド等の有機膜からなり、複数枚の厚さの異なる有機膜で構成されている。この散乱体装置9は、その材質および厚さを変更することにより、スポットビームの体内位置におけるスポット径を調整できるものである。

【0059】上記制御計算機8は、これら各機器の設定を制御するものである。

【0060】これらの各照射機器を用いて、以下の方法により3次元照射が行われる。

【0061】いま、図示しない治療計画計算機から制御計算機8に送られてくる照射パターンテーブルには、スポット位置( $X_i, Y_i, Z_i$ )、照射線量( $D_i$ )が書込まれているものとする。この照射パターンテーブルに基づきスポット照射が次のように行われる。

【0062】まず、最深スライスの位置( $Z_i$ )に応じて粒子線ビームの入射エネルギーとレンジシフタ7におけるアクリル板厚が選ばれる。このとき、同時に散乱体装置9の膜の設定が行われる。次に、最深スライスに対して、位置( $X_i, Y_i$ ) [ $i=1 \sim n$ ] が選ばれ、スキャニング磁石3a、3bにより、これら位置( $X_i, Y_i$ )に照射される。リッジフィルタ6によって、単エネルギーであった粒子線ビームは、体内レンジ分布がスライス幅に対応するようにエネルギー分布が拡大されている。

【0063】このスライス上の位置( $X_i, Y_i$ )の照射線量は線量モニタ4により監視され、予定線量( $D_i$ )の照射を検出するとビームが停止され、スキャニング磁石3a、3bによって照射位置が同じスライス上の次の位置( $X_{i+1}, Y_{i+1}$ )に変更される。このスライス内の点の照射がすべて終了すると、レンジシフタ7におけるアクリル厚と散乱体の膜設定が変更され、次のスライス( $Z_{i+1}$ )の照射が行われる。これをスライス毎に順次繰り返すことで3次元的に照射を行う。

【0064】この3次元照射では、スライス位置( $Z_i$ )と散乱体の膜設定の対応は、どのスライス位置( $Z_i$ )においてもビーム径が同じになるように、予備実験あるいは計算により予め決められている。

【0065】したがって、レンジシフタ7による散乱の影響および体内散乱の影響が取り除かれることになる。よって、ビーム径を同一のものとして照射パターンを作成された治療計画を用いても、計画通りに均一な照射が可能になる。つまり、がん細胞を効果的に死滅させ、正常細胞に対するダメージが低減され得る治療を行うことができるようになる。

【0066】この実施の形態では、散乱体の膜設定は、スライス位置( $Z_i$ )をパラメータとして行っているが、体内へ入射するスポットビームのエネルギー調節機構であるレンジシフタ7の厚さをパラメータとして行っ

てもよい。また、治療前の段階で、例えば制御計算機8が治療計画データを受信した段階で、散乱体の膜設定値を求め、照射パターンを記したデータテーブル内に予め書き込んでおいてもよい。

【0067】図2は本発明の第2の実施の形態として治療室に配置された3次元スポットスキャニング法用の3次元照射装置の概略構成図で、従来例で示した図11と同一部品には同一符号を付して説明する。

【0068】図2において、1が治療ベッドであり、11が3次元照射装置である。3次元照射装置11は、スキャニング磁石3a、3b、線量モニタ4、位置モニタ5、リッジフィルタ6、レンジシフタ7、制御計算機8および収束電磁石12から構成されている。

【0069】次に、図2で示した3次元照射装置の各機器の構成と機能を説明する。

【0070】上記スキャニング磁石3a、3bは、スキャニング磁石に入射したスポットビームを体内患部内のビーム軸に対して垂直面上の点( $X, Y$ )に走査する。

【0071】上記レンジシフタ7は、体内患部内のビーム軸方向の位置( $Z$ )を制御する。

【0072】上記リッジフィルタ6は、レンジシフタ7によって切替えられる体内レンジの間隔に対応するように単エネルギーの粒子線ビームの体内レンジを拡大するものである。

【0073】上記収束電磁石12は、コイル内の電流量を変更することにより磁束強度を変えることができ、スポットビームの体内位置におけるスポット径を調整することができる。

【0074】制御計算機8は、これら各機器の設定を制御するものである。

【0075】図2で示した各照射機器を用いて、以下の方法により3次元照射が行われる。

【0076】いま、図示しない治療計画計算機から制御計算機8に送られてくる照射パターンテーブルには、スポット位置( $X_i, Y_i, Z_i$ )、照射線量( $D_i$ )が書込まれているものとする。この照射パターンテーブルに基づきスポット照射が次のように行われる。

【0077】まず、最深スライスの位置( $Z_i$ )に応じて粒子線ビームの入射エネルギーとレンジシフタ7におけるアクリル板厚が選ばれる。このとき、同時に収束電磁石12の電流値の設定が行われる。次に、最深スライスに対して、位置( $X_i, Y_i$ ) [ $i=1 \sim n$ ] が選ばれ、スキャニング磁石3a、3bによりこれら位置( $X_i, Y_i$ )に照射される。リッジフィルタ6によって、単エネルギーであった粒子線ビームは、体内レンジ分布がスライス幅に対応するようにエネルギー分布が拡大されている。

【0078】このスライス上の位置( $X_i, Y_i$ )の照射線量は線量モニタ4により監視され、予定線量( $D_i$ )の照射を検出するとビームが停止され、スキャニ

グ磁石3a、3bによって照射位置が同じスライス上の次の位置( $X_{i+1}$ ,  $Y_{i+1}$ )に変更される。このスライス内の点の照射がすべて終了すると、レンジシフタ7におけるアクリル厚と収束電磁石12の電流値が変更され、次のスライス( $Z_{i+1}$ )の照射が行われる。これをスライス毎に順次繰り返すことで3次元的に照射を行う。

【0079】この3次元照射では、スライス位置( $Z_i$ )と電磁石の電流値の対応は、どのスライス位置( $Z_i$ )においてもビーム径が同じになるように、予備実験あるいは計算により予め決められている。

【0080】したがって、レンジシフタ7による散乱の影響および体内散乱の影響が取り除かれることになる。よって、ビーム径を同一のものとして照射パターンを作成された治療計画を用いても、計画通りに均一な照射が可能になる。つまり、がん細胞を効果的に死滅させ、正常細胞に対するダメージが低減される治療を行うことができるようになる。

【0081】この実施例では、収束電磁石12の電流値設定は、スライス位置( $Z_i$ )をパラメータとして行っているが、体内へ入射するスポットビームのエネルギー調節機構であるレンジシフタ7の厚さをパラメータとして行ってもよい。また、治療前の段階で、例えば制御計算機が治療計画データを受信した段階で、電流設定値を求め、照射パターンを記したデータテーブル内に予め書き込んでおいてもよい。

【0082】図3は本発明の第3の実施の形態として治療室に配置された3次元スポットスキャンニング法用の3次元照射装置の概略構成図で、従来例で示した図11と同一部品には同一符号を付して説明する。

【0083】図3において、1は治療ベッドであり、13は3次元照射装置である。3次元照射装置13は、スキャンニング磁石3a、3b、線量モニタ4、位置モニタ5、リッジフィルタ6、制御計算機8および散乱体装置9から構成されている。

【0084】図3で示した3次元照射装置の各機器の構成と機能は、図1における第1の実施の形態と同様なので、ここではその説明を省略する。ただし、図3で示した3次元照射装置13では、レンジシフタを備えておらず、スポットビームのエネルギーの変更は、照射装置13の上流に配置された図示しない加速器、またはビーム輸送系にて行われる。

【0085】図3で示した各照射機器を用いて、以下の方法により3次元照射が行われる。

【0086】いま、図示しない治療計画計算機から制御計算機8に送られてくる照射パターンテーブルには、スポット位置( $X_i$ ,  $Y_i$ ,  $Z_i$ )、照射線量( $D_i$ )が書込まれているものとする。この照射パターンテーブルに基づきスポット照射が次のように行われる。

【0087】まず、最深スライスの位置( $Z_i$ )に応じた粒子線ビームのエネルギーが選ばれ、エネルギーが調

整された粒子線ビームが3次元照射装置に導入される。このとき、同時に散乱体装置9の膜の設定が行われる。次に、最深スライスに対して、位置( $X_i$ ,  $Y_i$ ) [ $i=1\sim n$ ]が選ばれ、スキャンニング磁石3a、3bによりこれらの位置( $X_i$ ,  $Y_i$ )に照射される。リッジフィルタ6によって、単エネルギーであった粒子線ビームは、体内レンジ分布がスライス幅に対応するようにエネルギー分布が拡大されている。

【0088】このスライス上の位置( $X_i$ ,  $Y_i$ )の照射線量は線量モニタ4により監視され、予定線量( $D_i$ )の照射を検出するとビームが停止され、スキャンニング磁石3a、3bによって照射位置が同じスライス上の次の位置( $X_{i+1}$ ,  $Y_{i+1}$ )に変更される。このスライス内の点の照射がすべて終了すると、制御計算機8はエネルギー変更命令を加速器またはビーム輸送系の制御装置に送信してビームエネルギーが変更され、また散乱体装置9の膜設定が変更されて、次のスライス( $Z_{i+1}$ )の照射が行われる。これをスライス毎に順次繰り返すことで3次元的に照射を行う。

【0089】この3次元照射では、スライス位置( $Z_i$ )と散乱体装置9の膜設定の対応は、どのスライス位置( $Z_i$ )においてもビーム径が同じになるように、予備実験あるいは計算により予め決められている。

【0090】ここで示したビーム径調整は、ビーム輸送系においてビーム径を調整する場合よりも簡単かつ短時間にでき、かつ体内散乱の影響の除去も行うことが可能である。よって、患者を固定する時間が短くなって患者の負担が低減されるとともに、治療計画通りに均一な照射が可能になる。

【0091】この実施の形態では、散乱体装置9の膜設定は、スライス位置( $Z_i$ )をパラメータとして行っているが、体内へ入射するスポットビームのエネルギーをパラメータとして行ってもよい。また、治療前の段階で、例えば制御計算機8が治療計画データを受信した段階で、散乱体装置9の膜設定値を求め、照射パターンが書込まれたデータテーブル内に予め書き込んでおいてもよい。

【0092】図4は本発明の第4の実施の形態として治療室に配置された3次元スポットスキャンニング法用の3次元照射装置の概略構成図で、従来例で示した図11と同一部品には同一符号を付して説明する。

【0093】図4において、14が治療ベッドであり、15が3次元照射装置である。治療ベッド14は図示しない駆動機構によりスポットビームの体内照射位置をX方向およびY方向に移動可能になっている。3次元照射装置15は、線量モニタ4、位置モニタ5、リッジフィルタ6、レンジシフタ7、制御計算機8および散乱体装置9から構成されている。

【0094】図4で示した3次元照射装置の各機器の構成と機能は、図1における第1の実施例と同様なので、

ここではその説明を省略する。ただし、図4で示した3次元照射装置15では、スキニング磁石を備えておらず、スポットビームの体内照射位置の変更は、治療ベッド14に取り付けた駆動機構を用いて変更される。

【0095】図4で示した各照射機器を用いて、以下の方法により3次元照射が行われる。

【0096】いま、図示しない治療計画計算機から制御計算機8に送られてくる照射パターンテーブルには、スポット位置( $X_i$ 、 $Y_i$ 、 $Z_i$ )、照射線量( $D_i$ )が書込まれているものとする。この照射パターンテーブルに基づきスポット照射が次のように行われる。

【0097】まず、最深スライスの位置( $Z_i$ )に応じて粒子線ビームの入射エネルギーとレンジシフタ7におけるアクリル板厚が選ばれる。このとき、同時に散乱体装置9の膜の設定が行われる。次に、最深スライスに対して、位置( $X_i$ 、 $Y_i$ ) [ $i=1\sim n$ ]が選ばれ、治療ベッド14を図示しない駆動機構により移動させることにより、これらの位置( $X_i$ 、 $Y_i$ )に照射される。3次元照射装置15の入口で単エネルギーであった粒子線ビームは、リッジフィルタ6によって、体内レンジ分布がスライス幅に対応するようエネルギー分布が拡大されている。

【0098】このスライス上の位置( $X_i$ 、 $Y_i$ )の照射線量は線量モニタ4により監視され、予定線量( $D_i$ )の照射を検出するとビームが停止され、治療ベッド14の移動によって照射位置が同じスライス上の次の位置( $X_{i+1}$ 、 $Y_{i+1}$ )に変更される。このスライス内の点の照射がすべて終了すると、レンジシフタ7におけるアクリル厚と散乱体装置の膜設定が変更され、次のスライス( $Z_{i+1}$ )の照射が行われる。これをスライス毎に順次繰り返すことで3次元的に照射を行う。

【0099】この3次元照射では、スライス位置( $Z_i$ )と散乱体装置の膜設定の対応は、どのスライス位置( $Z_i$ )においてもビーム径が同じになるように、予備実験あるいは計算により予め決められている。

【0100】したがって、レンジシフタ7による散乱の影響および体内散乱の影響が取り除かれることになる。よって、ビーム径を同一のものとして照射パターンが作成された治療計画を用いても、計画通りに均一な照射が可能になる。つまり、がん細胞を効果的に死滅させ、正常細胞に対するダメージが低減され得る治療を行うことができる。

【0101】この実施の形態では、散乱体装置9の膜設定は、スライス位置( $Z_i$ )をパラメータとして行っているが、体内へ入射するスポットビームのエネルギーをパラメータとして行ってもよい。また、治療前の段階で、例えば制御計算機が治療計画データを受信した段階で、散乱体装置の膜設定値を求め、照射パターンを記したデータテーブル内に予め書込んでおいてもよい。

【0102】次に本発明の第5の実施の形態を説明する

に、その装置構成は第1の実施の形態と同様なので、ここでは図1を用いて述べる。

【0103】本実施の形態において、図示しない治療計画計算機から制御計算機8に送られてくる照射パターンテーブルには、スポット位置( $X_i$ 、 $Y_i$ 、 $Z_i$ )、照射線量( $D_i$ )、さらにビーム径( $R_i$ )が書込まれている。ここで、スポット位置は、治療計画の段階で、図5で示すように各スライス毎、すなわち $Z_i$ 毎に、照射領域境界近傍とその他の領域とにグループ分けされ、スポット位置がグループ毎に並べ替えられており、境界近傍のグループに入るスポットの径はその他のグループのスポットの径に比べて小さく設定されている。

【0104】本発明において、以下の方法により3次元照射が次のように行われる。

【0105】まず、最深スライスの位置( $Z_i$ )に応じて粒子線ビームの入射エネルギーとレンジシフタ7におけるアクリル板厚が選ばれる。このとき、照射パターンテーブルのビーム径( $R_i$ )に対応して散乱体装置9の膜の設定が行われる。次に、最深スライス上における位置( $X_i$ 、 $Y_i$ )のスポット照射が行われる。ここで、スポット位置( $X_i$ 、 $Y_i$ )は、照射領域境界近傍と、照射領域中央面(以下その他の領域)とに分けられ、初めに照射領域境界近傍のグループに属するスポットから照射される。このグループにおいては、設定されるビーム径 $R_i$ は同一である。

【0106】このグループのスポット照射が終わると、他のグループのスポット位置に移り、ビーム径 $R_i$ を変更した後照射が行われる。このスライス内の点の照射がすべて終了すると、レンジシフタ7におけるアクリル厚と散乱体装置の膜設定が変更され、次のスライス( $Z_{i+1}$ )の照射が行われる。これをスライス毎に順次繰り返すことで3次元的に照射を行う。

【0107】この実施の形態においては、照射領域近傍境界のスポットの径が、他の領域に比べて小さくなるように制御されている。したがって、図6に示すように、照射領域境界における照射線量の切れをよくすることができる。

【0108】したがって、照射領域境界周辺に対する被爆を低減でき、正常細胞のダメージを抑制することができる。

【0109】さらに、照射領域境界近傍に位置するスポット位置のグループから順次照射することにより、ビーム径 $R_i$ を変更する回数を少なくすることができ、散乱体装置9の膜変更に伴うデッドタイムを減少させることができる。

【0110】したがって、治療時間が短縮でき、患者を治療ベッド、あるいは治療いすに長時間固定することに伴う苦痛を抑制することが可能になる。

【0111】この実施の形態のように、照射パターンテーブルにビーム径をパラメータとして保持することによ

り、照射パターンの任意性を拡大でき、複雑な患部形状に対しても、均一かつ照射領域周辺の線量を低減する照射を実現することが可能になる。

【0112】図6で示した照射領域は、患部中央部まで治療領域が存在する場合について示したが、患部によっては、中央部に正常細胞が存在する場合もある。このような場合には、照射領域周辺部の他に中央部の正常細胞との境界近傍についても、ビーム径の小さいビームを照射することにより正常細胞への被爆を低減することができる。

【0113】この実施の形態では、ビーム径の調整を散乱体からなる調整機構により行っているが、その他収束電磁石からなるビーム径調整機構を配置して同様のビーム径を調整しながら照射を行うことにより、同様の効果を達成することが可能である。

【0114】図7は本発明の第6の実施の形態として治療室に配置された粒子線照射装置の概略構成図で、従来例で示した図11と同一部品には同一符号を付して説明する。

【0115】図7において、1は治療ベッドであり、16は粒子線照射装置である。粒子線照射装置16は、偏向磁石17a、17b、線量モニタ4、位置モニタ5、レンジシフタ7、制御計算機8および散乱体装置9から構成されている。

【0116】次に、図7で示した3次元照射装置の各機器の構成と機能を説明する。

【0117】上記偏向磁石17a、17bは、スキャニング磁石に入射したスポットビームを体内患部内のビーム軸に対して垂直面上の点(X、Y)にビームを偏向する。

【0118】ここで、偏向磁石17aおよび17bは、それぞれビームをX方向に偏向するX方向偏向磁石およびY方向に偏向するY方向偏向磁石である。

【0119】上記レンジシフタ7は、体内患部内のビーム軸方向の位置(Z)を制御する。このレンジシフタ7は、厚さの異なる複数枚のアクリル板から構成されており、これらのアクリル板を適宜組合わせることによりレンジシフタ7を通過するビームエネルギー、すなわち体内レンジを段階的に変化させることができる。

【0120】上記散乱体装置9は、金、鉛、アルミニウム等の金属膜あるいはポリイミド等の有機膜からなり、複数枚の厚さの異なる有機膜で構成されている。この散乱体装置9における材質および厚さを変更することにより、スポットビームの体内位置におけるスポット径を調整することができる。

【0121】上記制御計算機8は、これら各機器の設定を制御するものである。

【0122】これらの各照射機器を用いて、以下の方法により粒子線照射が行われる。

【0123】いま、制御計算機8には、患部の位置に応

じたスポット位置(X、Y、Z)、患部形状に応じたビーム径(R)および照射線量(D)が書込まれているものとする。これらのパラメータに応じて、各機器の設定が次のように行われる。

【0124】まず、ビーム軸方向位置(Z)に応じて粒子線ビームの入射エネルギーとレンジシフタ7におけるアクリル板厚が選ばれる。また、スポット位置(X、Y)に応じて偏向磁石17a、17bの設定が行われる。さらに、ビーム径(R)に応じて散乱体装置9の膜の設定が行われる。

【0125】次に、ビームを照射し、予定線量(D)の照射を検出するとビームが停止され、治療を終了する。

【0126】このように散乱体からなるビーム径調整装置を用いることにより、簡単にかつ精度よくビームサイズを患部形状に合わせることができ、小型(数センチ)の患部治療を複雑な制御系を使用せずに行うことが可能になる。

【0127】なお、本実施の形態では、ビーム軸方向に照射領域の整形を行うリッジフィルタを用いていないが、整形の必要があればリッジフィルタを用いてもよい。

【0128】また、粒子線照射装置に導入される粒子線エネルギーが、加速器側あるいはビーム輸送系で精度よく調整可能であれば、ビーム軸方向位置(Z)の設定は、上流側で行ってもよく、その時はレンジシフタは不要である。

【0129】さらに、スポット位置(X、Y)の制御を偏向磁石を用いずに、駆動機構を備えた治療ベッドを用いてベッドを移動させることで行ってもよい。以上述べた実施の形態では、散乱体装置9を位置モニタ5とリッジフィルタ6の間に配置したが、他の場所に配置することも可能である。

【0130】ところで、散乱体の膜による散乱の効果は、膜厚と患部からの距離の関数で表される。また、挿入する膜の材質により、異なる散乱の効果を示す。

【0131】一般に、金属膜の場合にはエネルギー、すなわち飛程(レンジ)への影響を小さくできる上に、大きな散乱効果を得ることができる。

【0132】本発明者等の炭素ビームにおける計算によると、例えば患部よりビーム上流40cmに置かれたレンジシフタに10cmのアクリル板が挿入したときと同様の散乱効果は、患部より50cmおよび200cm上流に置いたときのそれぞれ0.25cm、0.025cmの厚さの鉛膜により得られる。他のアクリル厚に対しては、違う厚さの鉛膜を挿入することで対応することができる。

【0133】また、有機膜については膜厚が薄くても丈夫であり、取り扱いし易いという利点がある。有機膜では金属膜と比較して散乱効果が小さいが、患部より遠い位置に配置することで効果的にすることができる。本発



明者等の計算によると、患部より40cm上流に置かれたレンジシフタに10cmのアクリル板が挿入したときと同等の散乱効果は、ビーム上流200cmの位置に置いた有機膜0.7cm厚により得ることができる。

【0134】また、有機膜の取り扱いのしやすい点を生かして、有機膜表面に金属コーティングすることで、さらに散乱効果を高めることが可能である。

【0135】図8は本発明の第7の実施の形態として治療室に配置された3次元スポットスキャン法用の3次元照射装置の概略構成図で、従来例で示した図11と同一部品には同一符号を付して説明する。

【0136】図8において、1が治療ベッドであり、18が3次元照射装置である。3次元照射装置18は、スキャン磁石3a、3b、線量モニタ4、位置モニタ5、リッジフィルタ6、レンジシフタ7、制御計算機8および散乱体装置19、20、21から構成されている。

【0137】上記散乱体装置19は、金属膜、あるいは有機膜からなり、複数枚の厚さの異なる有機膜で構成されている。また、散乱体装置20、21は、散乱体装置19と同様に構成されている。

【0138】この実施の形態では、散乱効果が膜の材質、厚さ以外に患部からの距離によって変化することを利用して、同じ構成の散乱体装置であっても、患部から遠い距離に置かれた散乱体装置19によってビーム径は大きく拡大される。

【0139】このように幾つかの散乱体装置を設け、その配置位置を変えることにより、ビーム径を拡大できる範囲を大きくすることができる。

【0140】図9は本発明の第8の実施の形態におけるレンジシフタを示す概略構成図である。

【0141】図9において、31a、31b、31c……は異なる厚さの例えばアクリル板、32a、32b、32c……は異なる厚さの例えば鉛からなる膜、33は外容器、34a、34b、34c……および35a、35b、35c……はエアシリンダである。

【0142】この実施の形態では、以下のようにしてビーム径の調整がされる。すなわち、制御計算機からの制御入力信号により、指定された1つ以上のアクリル板31がエアシリンダ34によりビーム軸上に挿入される。このとき、選択されるアクリル板の組合わせに対応して、鉛膜32の組合わせが選ばれ、鉛膜がエアシリンダ35によりビーム軸上に挿入される。

【0143】この場合、鉛はアクリルと比較して散乱効果が大きく、したがって薄い膜厚にてアクリル板によるビーム径変化の影響を調整することができる。

【0144】図9に示した実施の形態では、ビーム調整機構がレンジシフタと一体化されているため、照射装置を大型化することなく配置することが可能になる。また、アクリル板と鉛膜の挿入を同一の入力信号ラインに

より制御できるため、ケーブル配線などを少なくすることができる。

【0145】図10は本発明の第9の実施形態におけるレンジシフタを示す概略構成図である。

【0146】図10において、41a、41b、41c……は異なる厚さの例えばアクリル板、43は外容器、44a、44b、44c……はエアシリンダである。

【0147】ここで、各アクリル板には例えば鉛からなる膜42a、42b、42c……のそれぞれが貼り付けられている。また、アクリル板に貼り付けられた鉛膜の厚さは、患部におけるビーム径が同一になるように選ばれている。

【0148】この実施の形態では、以下のようにしてビーム径の調整がされる。すなわち、制御計算機からの制御入力信号により、指定された1つ以上のアクリル板41がエアシリンダ44によりビーム軸上に挿入される。このとき、アクリル板に取り付けられた鉛膜も同時にビーム軸上に挿入される。

【0149】図10に示した実施の形態では、鉛膜がアクリル板に貼り付けられており、鉛膜用のエアシリンダを必要としないため、低コスト化および省スペース化を図ることができる。また、鉛膜がアクリル板に連動して出し入れされるため、制御機構を単純化、低コスト化することができる。

【0150】以上述べた本発明の実施の形態においては、スポットスキャン法における3次元照射装置および3次元照射方法について示したが、ラスタスキャン法、その他のスポットビームを用いた3次元照射装置および3次元照射方法についても、同様にして均一照射および照射領域周辺の線量を低減する照射を実現することが可能である。

【0151】

【発明の効果】以上述べたように本発明によれば、ビーム径調整機構により3次元照射領域にわたって均一で精度よい照射が、簡単に行うことが可能になる。

【0152】また、照射スポットごとにスポット径を変更して照射することができ、照射領域にわたって照射線量が均一、かつ照射領域境界での照射線量の切れのよい照射が可能になり、正常組織への被爆を低減することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態を示す3次元スポットスキャン法用の3次元照射装置の概略構成図。

【図2】本発明の第2の実施の形態を示す3次元スポットスキャン法用の3次元照射装置の概略構成図。

【図3】本発明の第3の実施の形態を示す3次元スポットスキャン法用の3次元照射装置の概略構成図。

【図4】本発明の第4の実施の形態を示す3次元スポットスキャン法用の3次元照射装置の概略構成図。

【図5】本発明の第5の実施の形態における照射スポッ

トのグループ分けの一例を示す図。

【図6】同実施の形態における3次元スポットスキニング照射によるあるスライス中の照射線量分布を示す図。

【図7】本発明の第6の実施の形態を示す3次元スポットスキニング法用の3次元照射装置の概略構成図。

【図8】本発明の第7の実施の形態を示す3次元スポットスキニング法用の3次元照射装置の概略構成図。

【図9】本発明の第8の実施の形態におけるレンジシフトを示す概略構成図。

【図10】本発明の第9の実施の形態におけるレンジシフトを示す概略構成図。

【図11】従来の3次元スポットスキニング法用の3次元照射装置を示す概略構成図。

【図12】同装置における3次元スポットスキニング照射によるあるスライス中の照射線量分布を示す図。

【符号の説明】

1、14…治療ベッド

2、10、11、13、15、18…3次元照射装置

3a、3b…スキニング磁石

4…線量モニタ

5…位置モニタ

6…リッジフィルタ

7…レンジシフタ

8…制御計算機

9、19、20、21…散乱体装置

12…収束電磁石

16…粒子線照射装置

17a、17b…偏向磁石

31(31a、31b…)、41(41a、41b…)…アクリル板

32(32a、32b…)、42(42a、42b…)…鉛膜

33、43…外容器

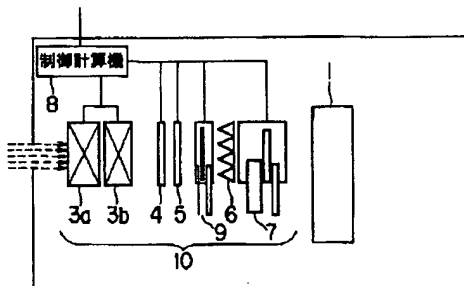
34(32a、32b…)、35(35a、35b…)…シリンドラ

34(32a、32b…)、35(35a、35b…)…シリンドラ

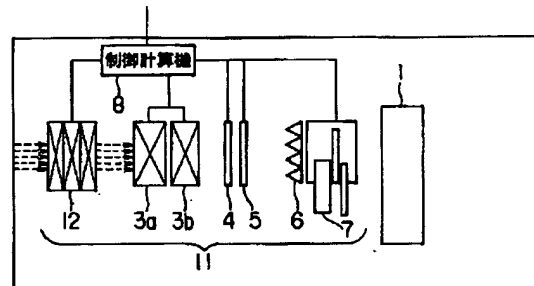
34(32a、32b…)、35(35a、35b…)…シリンドラ

34(32a、32b…)、35(35a、35b…)…シリンドラ

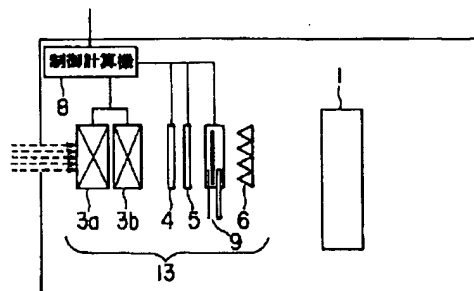
【図1】



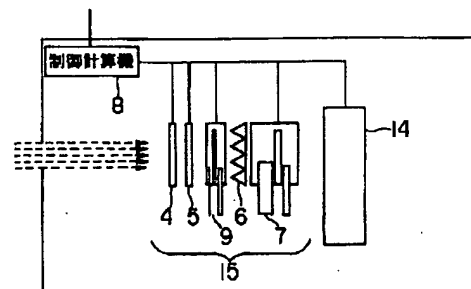
【図2】



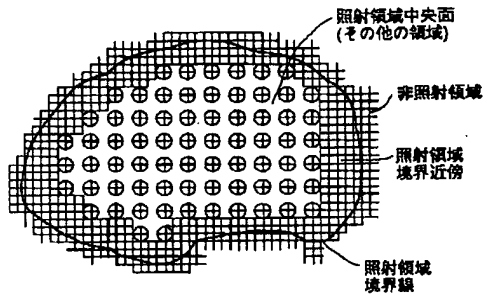
【図3】



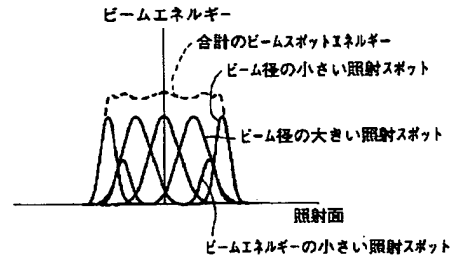
【図4】



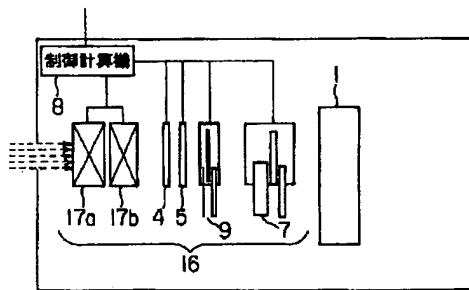
【図5】



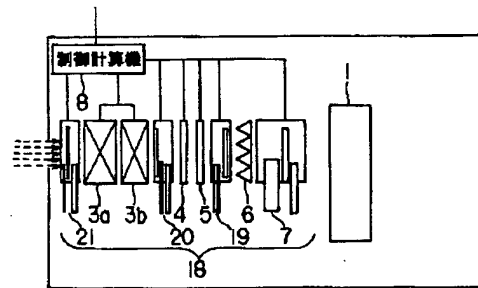
【図6】



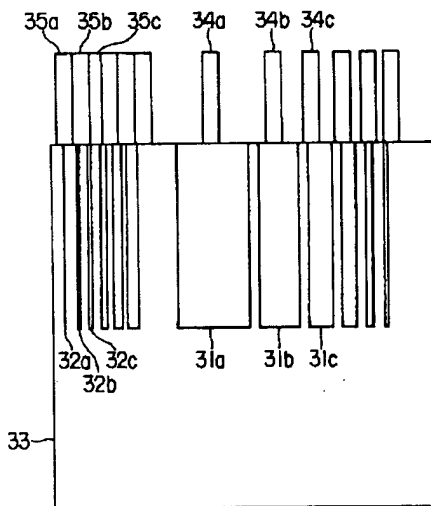
【図7】



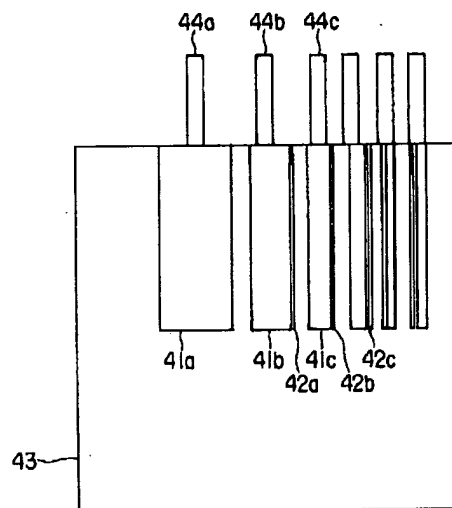
【図8】



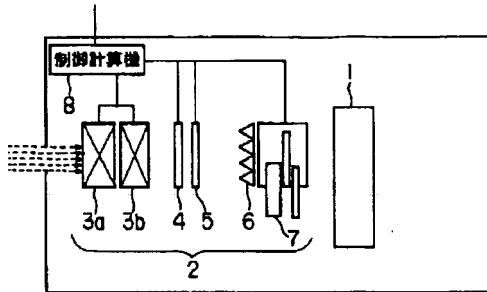
【図9】



【図10】



【図11】



【図12】

